

(12) DEMANDE INTERNATIONALE PUBLIÉE EN VERTU DU TRAITÉ DE COOPÉRATION
EN MATIÈRE DE BREVETS (PCT)

(19) Organisation Mondiale de la Propriété
Intellectuelle
Bureau international



(43) Date de la publication internationale
2 octobre 2003 (02.10.2003)

PCT

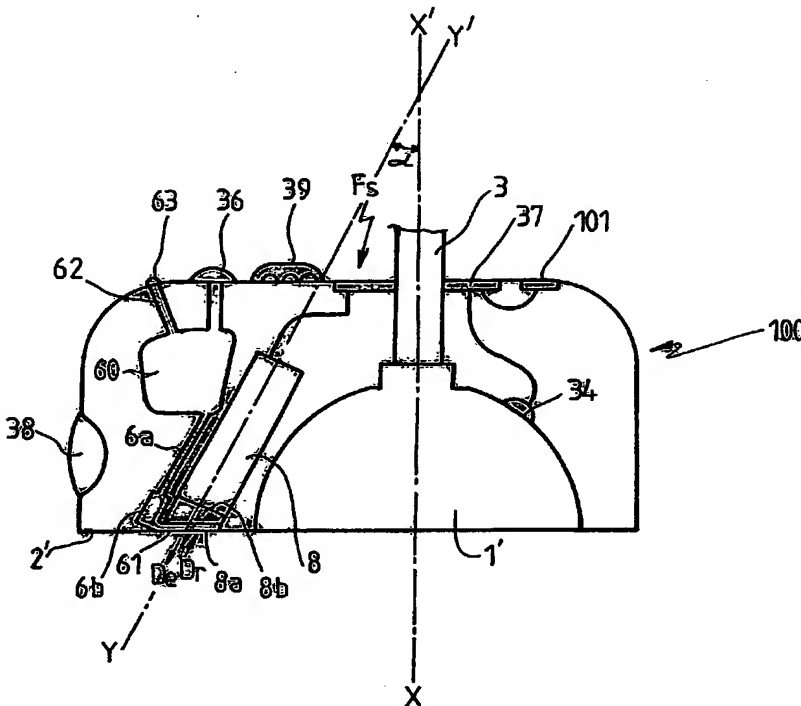
(10) Numéro de publication internationale
WO 03/079904 A1

- (51) Classification internationale des brevets⁷ : A61B 7/02, 8/06
- (71) Déposant et
(72) Inventeur : BINDEFELD, Hervé [FR/FR]; 20-24, rue des Acacias, F-75017 Paris (FR).
- (21) Numéro de la demande internationale :
PCT/FR03/00972
- (74) Mandataires : VIALLE PRESLES, Marie-José etc.; Cabinet Ores, 36, rue St Petersburg, F-75008 Paris (FR).
- (22) Date de dépôt international : 27 mars 2003 (27.03.2003)
- (25) Langue de dépôt : français
- (81) États désignés (national) : AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NI, NO, NZ, OM, PH, PL, PT, RO, RU, SC, SD, SE,
- (26) Langue de publication : français
- (30) Données relatives à la priorité :
02/03833 27 mars 2002 (27.03.2002) FR
02/11152 9 septembre 2002 (09.09.2002) FR

[Suite sur la page suivante]

(54) Title: APPARATUS FOR SCREENING AND DIAGNOSING BY DUAL STETHOSCOPIC AND DOPPLER DETECTION

(54) Titre : APPAREIL DE DÉPISTAGE ET DE DIAGNOSTIC PAR DOUBLE DÉTECTION STÉTHOSCOPIQUE ET DOPPLER



The invention concerns an apparatus for early screening of diseases through dual stethoscopic and Doppler detection with means ensuring coherence between the two types of detection. According the invention, the medical screening and diagnosis apparatus comprises a sound transmitting linking conduit (3, 33) connected, on one end, to a housing (100) forming at least partly an ear trumpet (1') provided with a membrane (2), and, on the other end, at least an earphone (4) for listening to a stethoscopic signal from the ear trumpet (1'). The invention is characterized in that the housing (100) of the apparatus contains at least an ultrasound probe (8) designed to enable convergence of reception of the ultrasonic and stethoscopic signals. The probe is connected to a transducer processing circuit (37) capable of supplying, from a Doppler signal, an audio signal by coupling the processing circuit to a loudspeaker (34) in contact with the ear trumpet for stethoscopic-type listening, and a video

signal by coupling the processing circuit (37) to display means (39) to provide visual information.

(57) Abrégé : L'invention vise à permettre des dépistages précoces de maladies cardio-vasculaires en réalisant une double détection stéthoscopique et Doppler par des moyens garantissant une haute cohérence entre les détections. Un appareil de dépistage et de diagnostic médical selon l'invention

[Suite sur la page suivante]

BEST AVAILABLE COPY

WO 03/079904 A1



SG, SK, SL, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ,
VC, VN, YU, ZA, ZM, ZW.

- (84) États désignés (régional) : brevet ARIPO (GH, GM, KE, LS, MW, MZ, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), brevet eurasien (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), brevet européen (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IT, LU, MC, NL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), brevet OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

Publiée :

— avec rapport de recherche internationale

En ce qui concerne les codes à deux lettres et autres abréviations, se référer aux "Notes explicatives relatives aux codes et abréviations" figurant au début de chaque numéro ordinaire de la Gazette du PCT.

comporte un conduit de liaison (3, 33) de transmission sonore connecté, sur une extrémité, à un boîtier (100) formant au moins partiellement un cornet acoustique (1') muni d'une membrane (2) et, sur l'autre extrémité, à au moins une oreillette d'écoute (4) d'un signal stéthoscopique provenant du cornet (1'). Selon l'invention, le boîtier (100) de l'appareil loge au moins une sonde ultrasonore (8) agencée de manière à permettre la convergence de réception des signaux ultrasonores et stéthoscopiques. La sonde est reliée à un circuit de traitement transducteur (37) pouvant fournir, à partir d'un signal Doppler, un signal audio par couplage du circuit de traitement à un haut-parleur (34) en contact avec le cornet pour une écoute de type stéthoscopique, et un signal vidéo par couplage du circuit de traitement (37) à des moyens de visualisation (39) pour fournir une information visuelle.

APPAREIL DE DEPISTAGE ET DE DIAGNOSTIC PAR DOUBLE DETECTION STÉTHOSCOPIQUE ET DOPPLER

L'invention se rapporte à un appareil de dépistage et de diagnostic médical par double détection sonore, de type stéthoscopique, et ultrasonore, de type Doppler. Un tel appareil permet en particulier un diagnostic croisé par couplage de ces détections par analyse auditive et visuelle. L'invention s'applique à l'analyse de la pression artérielle notamment systolique et permet, par exemple, le dépistage d'une sténose vasculaire débutante.

Il est connu actuellement des appareils d'ultrasonographie Doppler comprenant une sonde ultrasonore, équipée de moyens d'émission d'ondes ultrasonores et de réception de ces ondes ultrasonores une fois réfléchies par un support, par exemple le sang s'écoulant dans un vaisseau du patient. Le ralentissement ou l'accélération de cet écoulement se traduit par une variation positive ou négative de la fréquence ultrasonore Doppler, par addition ou soustraction d'un intervalle de fréquences d'amplitude directement liée à l'effet Doppler, ci-après « signal Doppler ». La mesure du signal de cette variation peut renseigner fidèlement sur le calibre de la tranche des vaisseaux explorés.

Un appareil d'ultrasonographie Doppler comporte, traditionnellement, outre la sonde ultrasonore, des étages successifs de transducteurs permettant la détection du signal Doppler (déphaseur, multiplieur, amplificateur et filtre), un comparateur de phases attribuant un signe positif ou négatif à l'intervalle Doppler détecté, un amplificateur audiofréquence et un haut-parleur.

Cependant, l'examen réalisé à l'aide de tels appareils Doppler nécessite une spécialisation, ou tout du moins une formation, afin d'acquérir et de conserver la pratique de l'interprétation des résultats obtenus. Il s'ensuit que, concrètement, cet examen est laissé entre les mains des spécialistes, le médecin généraliste n'ayant pas la culture de ce type de contrôle.

L'invention vise à promouvoir l'examen Doppler afin de permettre des dépistages précoces de maladies cardio-vasculaires, en particulier d'une sténose vasculaire ou d'une artériopathie débutante.

Pour renseigner par exemple sur une artériopathie débutante des membres inférieurs, il convient de déceler un différentiel entre la pression artérielle systolique aux membres inférieurs et aux membres supérieurs du

patient. Un tel différentiel est généralement déterminé par la mesure de l'indice de pression systolique (en abrégé IPS, égal au rapport entre les pressions artérielles systoliques au niveau d'un bras et d'un membre inférieur du patient).

5 Le dépistage facilité d'une artériopathie des membres inférieurs incitera alors à la pratique d'un bilan artériel général, notamment coronarien et carotidien.

Un autre but de l'invention est de réaliser une double détection (stéthoscopique et Doppler) garantissant une haute cohérence entre
10 les détections afin d'obtenir un diagnostic de haute fiabilité.

Pour atteindre ces buts, l'invention utilise des moyens d'intégration de l'examen Doppler dans un appareil de structure typée stéthoscope, faisant partie de la panoplie portative du médecin de ville, ces moyens visant à permettre, spécifiquement, une convergence des
15 explorations stéthoscopique et Doppler d'un même segment vasculaire (réalisant une unité de lieu), avec la possibilité de fournir simultanément (unité de temps) une double détection.

Plus précisément, l'invention a pour objet un appareil de dépistage et de diagnostic médical par double détection des signaux
20 stéthoscopique et Doppler, comportant un conduit de liaison de transmission sonore connecté, sur une extrémité, à un boîtier formant au moins partiellement un cornet acoustique muni d'une membrane et, sur l'autre extrémité, à au moins une oreillette d'écoute d'un signal stéthoscopique provenant du cornet. Dans cet appareil, le boîtier est couplé à au moins une
25 sonde ultrasonore agencée de manière à permettre la convergence en réception des signaux ultrasonores et stéthoscopiques et reliée à un circuit de traitement transducteur pouvant fournir, à partir d'un signal Doppler, un signal audio par couplage du circuit de traitement à un haut-parleur en contact avec le cornet pour une écoute de type stéthoscopique, et un signal vidéo par
30 couplage du circuit de traitement à des moyens de visualisation pour fournir une information visuelle.

Ainsi, l'invention permet d'obtenir la convergence simultanée et localisée des explorations stéthoscopique et Doppler sans avoir à déplacer ou à retourner le boîtier pendant les examens. De plus, les résultats sont
35 communiqués à l'aide de moyens d'utilisation traditionnelle ou courante, une

oreillette stéthoscopique ou un écran de visualisation, ce qui permet une intégration naturelle de cet appareil dans la panoplie de base du praticien.

Selon des caractéristiques préférées :

- il est prévu des moyens de délivrance et de formation d'un
5 film de produit semi-solide sur la peau du patient, en particulier un gel, pour réaliser un contact intime peau / boîtier et canaliser la propagation des ondes ; un réservoir de ce produit, connecté aux moyens de délivrance, peut être avantageusement logé dans le boîtier ;
- le haut-parleur est disposé sensiblement contre le cornet
10 acoustique pour que le signal audio soit amplifié par le cornet et rende l'écoute stéthoscopique perceptible au niveau de l'oreillette via le conduit de liaison, de la même façon que dans un stéthoscope ;
- un microphone est couplé au cornet afin de recueillir le
15 signal stéthoscopique sonore et le transmettre, sous forme de signal électrique, au circuit de traitement et produire un signal vidéo ;
- les moyens de visualisation se présentent sous la forme
d'un écran à cristaux liquides, permettant la visualisation d'un
signal stéthoscopique et Doppler, ou sous la forme de diodes
électroluminescentes ;
- un microprocesseur est commandé par un algorithme
20 d'interprétation et couplé au circuit de traitement pour permettre une analyse et une combinaison des mesures stéthoscopique et/ou Doppler délivrées par le circuit de traitement, ou bien saisies à partir d'écoutes stéthoscopiques, et pour pouvoir fournir un diagnostic stéthoscopique, Doppler, et/ou croisé ;
- un module d'affichage à trois diodes électroluminescentes
25 monté sur le boîtier visualise l'interprétation, et fournit un diagnostic basé directement sur la mesure du signal Doppler ou un diagnostic croisé basé sur l'algorithme d'interprétation en privilégiant le diagnostic Doppler lorsque les interprétations sont divergentes, chaque diode émettant dans une couleur
30 spécifique correspondant, respectivement, à un diagnostic positif (existence d'une pathologie), un diagnostic négatif (pas de pathologie) ou un diagnostic ininterprétable (trop de doutes dans les mesures) au cas où le signal stéthoscopique est ininterprétable, ou de dysfonctionnement de l'appareil, le diagnostic étant alors basé sur le signal stéthoscopique sonore ;
- un module d'enregistrement et de visualisation du signal
35 vidéo Doppler ou stéthoscopique est prévu par liaison sans fil, par exemple

hertzienne ou infrarouge, entre le circuit de traitement électronique et un module de visualisation ou d'impression ;

- des sorties périphériques sont prévues afin de permettre une liaison à un micro-ordinateur, à un casque auditif (auxiliaire) ;

5 - pour réaliser simplement la mise en service de la sonde, notamment à l'aide d'un doigt, il est prévu un circuit électrique de mise sous tension de la sonde ultrasonore, commandé par un actionneur pouvant être monté sur le conduit de liaison ou sur le boîtier ;

10 - l'actionneur est un interrupteur multifonctionnel qui sert également de commande sélective aux moyens de délivrance de diagnostics stéthoscopique, Doppler ou croisé par les moyens de visualisation, aux moyens de déclenchement du diagnostic à partir de mesures délivrées par le circuit de traitement ou bien saisies à partir d'écoutes, ainsi qu'au système d'enregistrement et de visualisation à distance ;

15 - la multifonction est réalisée par des paliers différents, identifiés par une table de décision ou une logique de programmation des connexions des circuits en fonction du nombre de sollicitations de l'interrupteur ;

20 - une alimentation par câble ou par batterie rechargeable est également prévue.

25 Selon un premier mode de réalisation, le boîtier forme un cornet acoustique logeant la sonde ultrasonore, en particulier de manière centrée, et des moyens de contact peuvent s'interposer temporairement entre la sonde ultrasonore et la membrane du cornet acoustique, pour transmettre un signal Doppler au circuit de traitement couplé au haut-parleur qui émet le signal audio amplifié dans le cornet acoustique.

30 Lorsque la sonde ultrasonore est mise hors contact de la membrane, on dispose d'un stéthoscope habituel. Mais lorsque la sonde est mise en contact indirect avec la membrane, on dispose d'un appareil de type Doppler.

35 Les moyens d'interposition comportent de préférence un ballonnet gonflable coiffant l'extrémité distale de la sonde et un dispositif de gonflage du ballonnet. Ce dispositif de gonflage peut comprendre une tubulure mettant le ballonnet en communication avec une source de liquide, et des moyens, comportant de préférence un bouton, destinés à refouler du liquide de la source dans la tubulure, de manière à gonfler le ballonnet.

L'actionneur de commande et le bouton destiné à refouler du liquide sont de préférence un seul et même bouton pouvant être actionné par un doigt, et il est prévu des moyens destinés à maintenir le refoulement du liquide quand le bouton d'actionnement est relâché, ces moyens pouvant être
5 notamment une bobine électromagnétique appliquant une force magnétique de maintien à un piston, en un matériau magnétique, de refoulement du liquide.

De plus, des moyens de délivrance de produit semi-solide peuvent former un film entre la peau et la membrane.

10 Selon que l'on gonfle ou non le ballonnet, on dispose d'un appareil Doppler ou d'un stéthoscope traditionnel. On peut ainsi déterminer d'abord approximativement, à l'aide de l'appareil fonctionnant en stéthoscope, l'emplacement anatomique, par exemple carotidien, où il convient de pratiquer une ultrasonographie, puis faire l'opération fine d'ultrasonographie à cet
15 emplacement déterminé d'abord d'une manière approximative mais rapide.

On sait qu'il est souhaitable, dans un appareil Doppler, de pouvoir faire basculer la sonde. Dans ce premier mode de réalisation, il est
avantagé d'avoir prévu des moyens commandés de l'extérieur du cornet et destinés à faire basculer la sonde. Ces moyens peuvent comporter un câble,
20 de préférence un ensemble de quatre câbles aux quatre points cardinaux de la sonde, dont une extrémité est fixée à l'extrémité de la sonde, et des moyens destinés à tirer l'autre extrémité du câble. Le câble, ou une partie de l'ensemble des câbles, est tiré(e) de manière à faire basculer l'extrémité de la sonde pour l'orienter vers la réponse sonore la plus perceptible à l'oreille.

25 Selon un deuxième mode de réalisation, la sonde est logée dans le boîtier et hors du cornet, le boîtier formant une tourelle sensiblement cylindrique.

La sonde peut être inclinée d'un angle fixe entre environ 30 et 70 degrés par rapport à la membrane, de préférence entre 40 et 55 degrés,
30 afin d'optimiser l'examen en faisant converger la réception des signaux ultrasonores et celle des signaux stéthoscopiques.

Avantageusement, des moyens de prolongement de la sonde sont prévus afin de compenser l'inclinaison de la sonde. Les moyens de délivrance du produit semi-solide forment alors une couche de liaison entre le
35 prolongement de la sonde et la peau du patient.

Selon une caractéristique préférée, le conduit de liaison est connecté au fond du cornet, au plus loin de la membrane, et émerge sensiblement au centre de la face supérieure de la tourelle.

D'autres avantages et caractéristiques de l'invention apparaîtront à la lecture de la description qui suit, relative à des exemples de réalisation non limitatifs et accompagnée de figures annexées qui représentent :

- la figure 1, une vue d'ensemble, partiellement en coupe, d'un exemple d'appareil selon l'invention, dans un premier mode de réalisation ;
- la figure 2, une vue en coupe d'une partie du conduit de liaison de l'appareil de la figure 1, dans laquelle un bouton actionneur et les circuits de commande apparaissent schématiquement ;
- la figure 3, une vue en coupe de l'embout de cet appareil en position de fonctionnement stéthoscopique ;
- les figures 4 et 5, une vue en coupe selon la figure 3 en position de fonctionnement Doppler dans lesquelles le ballonnet de la sonde est gonflé et la sonde émet et reçoit des ondes ultrasonores avec, respectivement, enclenchement et relâchement du bouton actionneur ;
- les figures 6 à 9, une vue semblable à celle des figures 4 et 5, dans lesquelles le bouton d'actionnement bascule, pour optimiser la réponse du signal Doppler, puis est relâché, puis est actionné de nouveau pour mettre l'ensemble des circuits de traitement de l'appareil hors tension, et enfin relâché pour revenir en position de fonctionnement stéthoscopique ;
- les figures 10a et 10b, deux vues en perspective supérieure et inférieure d'un boîtier d'appareil selon l'invention, dans un deuxième mode de réalisation ;
- la figure 11, une vue en coupe du boîtier selon les figures 10a et 10b dans un exemple de réalisation adapté au traitement prioritaire du signal Doppler et du signal stéthoscopique en mode audio ;
- la figure 12, un exemple de circuit de traitement des signaux Doppler de l'appareil selon l'invention ;
- la figure 13, une vue en coupe du boîtier dans un exemple de réalisation adapté au traitement prioritaire du signal Doppler et du signal stéthoscopique en mode vidéo ;

- la figure 14, une vue en coupe du boîtier dans une variante de réalisation de l'exemple précédent; et

- les figures 15 et 16, deux autres variantes de validation clinique d'une vue en coupe d'exemples d'appareil selon l'invention
5 présentant une structure de type stéthoscope.

L'appareil représenté à la figure 1 comprend un embout de stéthoscope E dont le boîtier 100 est en forme de cornet conique 1 délimité également par une membrane 2 formant la grande base du cornet, et comportant un conduit de liaison constitué d'un raccord 3 et d'un tuyau 33
10 flexible communiquant avec deux oreillettes 4 à la manière, classique, d'un stéthoscope S, et sur lequel est fixée une source électrique 23.

Mais à la différence d'un stéthoscope habituel, il est prévu comme illustré plus précisément à la figure 2 et par la vue globale de l'embout en figure 3, sur le raccord 3 un trou 5 avec garniture d'étanchéité, dans lequel
15 passe une tubulure 6, débouchant dans un ballonnet 7 coiffant l'extrémité distale d'une sonde ultrasonore 8. La tubulure 6 est emplie de liquide, par exemple de l'eau.

Dans le trou 5 est engagé un cylindre 9 dans lequel se trouve un piston 10 en matériau magnétique, et qui est entouré d'une bobine électromagnétique 11. Le piston 10 est coiffé d'un disque 12 dont la face supérieure est solidaire d'une tige 13. La tige 13 est montée de manière
20 télescopique sur la tige 14 d'un bouton actionneur 18 par l'intermédiaire de deux rails 15, pouvant coulisser sur deux autres rails 16, eux-mêmes solidaires de la tige 14, un ressort 17 étant interposé entre les faces en regard des tiges 13 et 14. Le bouton actionneur 18 est relié à la face supérieure du
25 piston 10 par un ressort 19.

Un réservoir de gel 60 est disposé dans le cylindre 9, entre le piston 10 et la tubulure 6. Ce réservoir est relié à un tube souple 6a monté dans la tubulure 6 puis, émergeant par des orifices étanches de celle-ci et du
30 raccord 3, le long de la paroi conique du cornet 1. L'extrémité du tube 6a est reliée à une buse d'éjection 6b située au contact de la face externe de la membrane 2. Alternativement, le système de distribution de gel et sa commande peuvent être montés indépendamment du système de gonflage du ballonnet et de sa commande.

Au cylindre 9 sont fixées quatre poulies 20 sur lesquelles passent quatre câbles 21 dont les extrémités sont fixées en 22 à la sonde 8. Les autres extrémités des câbles 21 sont fixées au disque 12.

5 Sur le tuyau 33 est montée une pile ou une batterie rechargeable 23 connectée, par une ligne 24, à une prise 25 de recharge et à un interrupteur 26.

10 Le bouton 18 commande également un module de traitement électronique 27 par un bouton poussoir 28 se trouvant sous le bouton de commande 18, de sorte que ce dernier entraîne le bouton poussoir 28 lorsqu'il est sollicité. Le module de traitement électronique comporte les circuits transducteurs de conversion des signaux Doppler en signaux sonores et vidéo.

15 Le module de traitement électronique 27 est connecté à des premier et second circuits, 29 et 30, de liaison électrique notamment à un microprocesseur 31 et à un dispositif de visualisation à cristaux liquides 32.

Le premier circuit 29 électrique alimente la bobine 11 électromagnétique, ainsi que le microprocesseur et l'écran. Il met sous tension la sonde 8 et un haut-parleur 34 disposé contre une paroi du corps cylindrique 1. Le second circuit électrique 30 est un circuit qui commande l'enregistrement du signal Doppler par le microprocesseur 31 et son affichage sur le dispositif 32.

20 Le module 27 a une table de décision telle qu'une première sollicitation du bouton 28, par appui de l'actionneur 18, nous installe dans la configuration illustrée par la figure 4. Après avoir relâché, une nouvelle sollicitation nous transporte dans la configuration selon la figure 6. Un nouveau relâchement suivi d'une nouvelle sollicitation nous amène en la position de la figure 8.

L'appareil fonctionne de la manière suivante.

30 En référence à la figure 3, dans laquelle le ballonnet 7 n'est pas gonflé et la sonde 8 n'est pas mise sous tension (pouce 35 non actif), l'appareil fonctionne comme un stéthoscope en fournissant un signal audio stéthoscopique habituel par propagation du son perceptible à travers la membrane 2, le cornet 1 et le tuyau flexible 33 aux oreillettes 4.

35 En figure 4, le bouton 18 est actionné par le pouce 35 (flèche F1). Le doigt 14 repousse la tige 13 qui repousse elle-même le disque 12 vers le bas, lequel fait coulisser le piston 10 dans le cylindre 9. Le ressort 17 est comprimé.

Le liquide contenu dans la tubulure 6 est refoulé dans le ballonnet 7, qui vient en contact avec la membrane 2. Le gel 61 est diffusé par la buse 6b entre la membrane 2 et la peau du patient.

Dans le même temps, le bouton 18 a appuyé une première fois sur le bouton 28, en sorte que le premier circuit 29 électrique est mis sous tension. La bobine 11 électromagnétique est mise sous tension et maintient le piston 10 en matériau magnétique en place, en sorte que le liquide contenu dans la tubulure 6 reste refoulé et que le ballonnet 7 reste gonflé. Le microprocesseur 31 et l'écran 32 sont mis sous tension.

A partir d'éléments piézoélectriques, la sonde 8 également mise sous tension émet des ultrasons D_e à travers la membrane 2 et reçoit, en retour, les ultrasons réfléchis D_r complétés d'un intervalle de fréquence Doppler pour former le signal Doppler. L'appareil fonctionne alors en tant qu'appareil d'ultrasonographie Doppler. Le signal Doppler est converti par le module de traitement 27 pour fournir un signal sonore par l'intermédiaire du haut-parleur 34. Le son est ensuite amplifié dans le cornet, propagé dans le conduit de liaison (raccord 3 et tuyau 33), puis écouté au niveau des oreilles. Il est ainsi possible d'effectuer un examen Doppler par écoute stéthoscopique.

En figure 5, on a cessé d'appuyer sur le bouton 18 (flèche F2), mais le piston 10 est resté en position du fait que la bobine 11 est mise sous tension, le bouton 28 étant rappelé vers le haut par le ressort 17.

En figure 6, on a représenté en trait mixte un basculement du bouton 18 par le pouce 35 pour optimiser la réception du signal Doppler. Ce basculement du bouton 18 se traduit également par un basculement du disque 12. Il s'ensuit que certains des câbles 21 sont tirés par le disque 12, et font basculer l'extrémité de la sonde 8. En écoutant par l'oreillette 4, on entend un son qui, en une certaine orientation du bouton 18 et donc de la sonde 8, atteint un maximum. Lorsque cette orientation est atteinte, on appuie à nouveau sur le bouton 18, tout en lui conservant son orientation. Il appuie sur le bouton 28, ce qui met sous tension le deuxième circuit 30. On enregistre le signal Doppler par le microprocesseur 31 et on lit le résultat sur l'écran d'affichage 32.

Le microprocesseur peut être commandé par un logiciel d'interprétation des résultats Doppler et stéthoscopiques. Les résultats stéthoscopiques sont saisis par des touches dédiées ou par l'écran tactile.

Lorsque les résultats diffèrent, le résultat Doppler est prépondérant dans l'interprétation. Le diagnostic final est affiché sous forme d'un résultat positif (pathologie), négatif (pas d'anomalie) ou de résultat ininterprétable lorsque les signaux ne sont pas suffisamment identifiés ou sûrs. Dans le cas où seul le signal Doppler n'est pas exploitable, le diagnostic est celui - positif ou négatif - fourni par le signal stéthoscopique.

En figure 7, on a cessé d'appuyer sur le bouton 18 (flèche F2). Le piston 10 reste maintenu par la bobine 11 électromagnétique, de sorte que le ballonnet 7 reste gonflé. L'affichage de l'enregistrement sur le dispositif 32 se poursuit. En figure 8, on appuie à nouveau sur le bouton 18 (flèche F1), ce qui appuie sur le bouton 28. On coupe ainsi les premier et second circuits 29 et 30, et on met ainsi hors tension la bobine 11.

En figure 9, on a cessé d'appuyer sur le bouton 18. Le piston 10, qui n'est plus retenu par la bobine 11 remonte, sous l'effet des ressorts 17 et 19. Le liquide contenu dans la tubulure 6 est aspiré. Le ballonnet 7 se dégonfle. La sonde 8 a cessé d'émettre. Si on le souhaite, on peut appuyer sur l'interrupteur 26 de mise hors circuit de tout l'appareil pour ménager la pile 23.

Les figures 10a et 10b illustrent les vues d'un boîtier d'appareil selon l'invention dans un deuxième mode de réalisation. Dans ce deuxième mode, la sonde 8 est logée dans le boîtier 100, hors du cornet 1' en forme de coupole.

Le boîtier 100 présente une forme de tourelle, sensiblement cylindrique et de section ovoïde. La tourelle est limitée par une face supérieure de sortie Fs, au centre de laquelle émerge le raccord 3, et par une face inférieure ouverte Fi d'application, où viennent se placer la membrane plane 2 du cornet et la face d'extrémité 8a d'un prolongement 8b de la sonde inclinée 8. Ce prolongement est en matériau solide ou semi-solide conducteur des ondes ultrasonores, par exemple en gel de silicone. Dans l'exemple illustré, il présente une forme cylindrique à faces d'extrémité planes et sectionnées selon des angles adaptés.

La face d'extrémité 8a de la sonde prolongée est recouverte d'un gel 61 pour former une couche de liaison continue entre l'extrémité 8a et la peau du patient. Une membrane isolante 2', percée de façon à laisser l'extrémité 8a libre, peut avantageusement fermer la face inférieure de la tourelle afin d'éviter la pénétration du gel à l'intérieur de la tourelle.

Le gel est commandé par un piston 36 accessible de la face supérieure Fs. Un interrupteur 38 de mise en tension de la sonde 8 et un module d'affichage 39 sont également disposés sur le boîtier, le module d'affichage étant sur la face supérieure Fs dans l'exemple illustré.

5 L'interrupteur 38 sert également de commande multifonctionnelle comme décrit en référence au premier mode de réalisation.

La vue en coupe illustrée en figure 11 présente une version adaptée au traitement prioritaire des signaux en mode audio.

L'axe Y'Y de la sonde est inclinée par rapport à l'axe central X'X de symétrie du cornet, d'un angle fixe d'environ 50 degrés par rapport au plan de la membrane 2'. Ce type d'inclinaison permet de réaliser la double détection par une convergence des signaux Doppler et de l'écoute stéthoscopique en aval de l'appareil, plus précisément sur le site d'exploration.

10

Dans cet exemple de réalisation, comme dans les suivants, le gel 61 provient d'un réservoir 60 disposé dans le boîtier. Le gel est délivré à travers un tube souple 6a par une buse d'éjection 6b, située en contact de la face inférieure Fi de la tourelle. Dans le cas où une membrane 2' est utilisée, la buse 6b la traverse par un orifice autour duquel une jointure d'étanchéité est prévue.

15

20

La poussée du piston 36, monté de manière télescopique comme précédemment ou simplement sur ressort de rappel, permet de doser la quantité adéquate de gel délivrée par la buse. Le réservoir peut être rechargé à travers un tuyau souple 62 qui relie le réservoir 60 à une embouchure de réassort 63 intégrée au boîtier.

25

Toujours dans cet exemple, la sonde 8 est reliée à un haut-parleur 34, monté sur une face externe du cornet 1' via le circuit transducteur 37. Le signal Doppler est converti par le circuit transducteur 37 pour fournir un signal audio par le haut-parleur 34. Comme précédemment, le son est amplifié dans le cornet, propagé dans le conduit de liaison, 3 et 33, puis écouté au niveau des oreillettes.

30

Les résultats des écoutes stéthoscopique et Doppler peuvent être saisis et mémorisés, après évaluation par l'opérateur, dans un logiciel d'interprétation. Ce logiciel commande le microprocesseur d'un micro-ordinateur (non représenté) branché sur une sortie 101 prévue sur le boîtier 100. Alternativement ou cumulativement, le signal Doppler, après conversion

35

par le circuit 37, est également transmis au micro-ordinateur et mémorisé sous forme de signal vidéo à travers la sortie 101. Le micro-ordinateur est équipé d'un écran qui visualise le graphe du signal Doppler.

Le logiciel a pour base un algorithme qui fournit un diagnostic à partir des évaluations des écoutes et du signal Doppler vidéo. Le module d'affichage 39 est équipé de trois diodes électroluminescentes. Il est monté sur la face supérieure Fs du boîtier 100 et couplé au circuit transducteur 37. Ce module permet de visualiser l'interprétation. L'algorithme d'interprétation privilégie le diagnostic Doppler lorsque les interprétations sont divergentes.

Les diodes émettent respectivement en lumière rouge, orange et verte :

- l'émission de la diode rouge signifie que le diagnostic est positif (existence d'une pathologie),
- l'émission de la diode verte signifie que le diagnostic est négatif (pas de pathologie), et
- l'émission de la diode orange signifie que le résultat est ininterprétable, du fait l'existence de mesures « limites ».

Un exemple de circuit 37 de traitement des signaux Doppler est illustré en figure 12. Ce circuit comporte un modulateur 37a d'impulsion du signal émis D_e à 4 MHz, couplé à la sonde 8. Le traitement du signal reçu D_r par la sonde pour être transmis au haut-parleur 34 est effectué par les composants en série suivants :

- un démodulateur basses fréquences 37b par exemple inférieures à 8 kHz ;
- un amplificateur 37c, pour atteindre quelques dizaines à quelques centaines de mV ; et
- un amplificateur audio 37d, en tension et impédance.

Le signal est transmis également au microprocesseur de traitement numérique 31. Ce microprocesseur commande le circuit d'alimentation 24 par pile 23 à travers l'interrupteur 38, ainsi que la visualisation du diagnostic par le module d'affichage à diodes 39 précédemment décrit.

Le déclenchement des diodes se fait par comptage du nombre de fronts d'impulsions reçues par un « trigger » de Schmidt (bascule électronique), qui permet de s'affranchir des impulsions parasites. Par exemple, en nombre de fronts par seconde :

- moins de 500 fronts : diode orange (nombre insuffisant : résultat ininterprétable) ;

- entre 500 et 2000 fronts : diode verte déclenchée ;

- entre 4000 et 8000 fronts : diode rouge déclenchée

5 - plus de 8000 fronts : diode orange (nombre trop élevé : résultat ininterprétable).

La figure 13 illustre plus particulièrement une autre version du deuxième mode de réalisation, adaptée au traitement prioritaire des signaux en mode vidéo. Dans cet exemple, un microphone 40 est apposé contre la
10 paroi externe du raccord 3. Alternativement, il peut être agencé dans le conduit de liaison, dans la mesure où cette position ne provoque pas d'atténuation de l'intensité du signal sonore direct, ou contre la paroi du cornet acoustique 1', ou plus généralement sur tout emplacement approprié situé sur le trajet sonore formé par le cornet.

15 Ce microphone permet de recueillir le signal stéthoscopique sonore et est relié au circuit de transduction 37 afin de le transmettre, sous forme de signal électrique, et produire en sortie un signal vidéo. De plus, le signal Doppler par le mode 8 est également converti en signal vidéo.

Les signaux vidéo sont transmis à un micro-ordinateur, ou
20 comme dans l'exemple précédent (illustré en figure 11) par la sortie 101, et/ou vers un module de visualisation et d'impression 50, situé à distance. A cette fin, une antenne 41 est prévue pour émettre en ondes hertziennes les signaux vidéo.

Un signal H est alors capté par le récepteur 51 du module de
25 visualisation, puis traité dans un démodulateur 52 et dans un adaptateur de visualisation 53.

Par ailleurs, une sortie casque 42 est également prévue dans cet exemple afin de permettre une écoute stéthoscopique à partir du son capté par le microphone, ou à partir du signal Doppler converti en signal
30 audio par le circuit 37. Le casque auditif peut se présenter sous une forme conventionnelle à oreillettes 4 typée stéthoscope.

Comme dans l'exemple précédent, les signaux vidéo (ou audio après saisie manuelle de l'interprétation de l'opérateur) sont évalués dans le logiciel d'interprétation du microprocesseur ou visualisés par l'écran
35 du micro-ordinateur.

Le module d'affichage à trois diodes électroluminescentes 39 permet une interprétation croisée à partir des signaux vidéo Doppler et stéthoscopique, le signal Doppler étant prépondérant en cas de divergence.

La vue en coupe de la figure 14, qui illustre une variante de réalisation du boîtier des figures 11 et 13, montre la sonde 8 selon une position inclinée par rapport à l'axe central X'X, avec une inclinaison opposée à celle précédemment décrite et représentée. La convergence de l'axe Y'Y de la sonde 8 et de l'axe central X'X ne se produit plus en aval du boîtier, comme dans l'exemple précédent, mais en amont du boîtier 100, au niveau du tuyau flexible 33. Cette solution permet de réaliser une double détection qui privilégie l'identité de la portion de courant sanguin, examinée successivement en fonction de son écoulement, par rapport à l'identité du site d'exploration.

Avantageusement, un micro-moteur électrique 70, commande l'inclinaison α d'un étui 71 dans lequel la sonde 8 est glissée. L'étui et la sonde sont alors entraînés en rotation autour d'un axe perpendiculaire à l'axe central X'X de manière à ajuster l'angle d'inclinaison α en fonction du signal de réception de manière à optimiser l'exploration Doppler.

Les figures 15 et 16 illustrent deux autres variantes de validation clinique de l'appareil selon l'invention, présentant une structure simplifiée de type stéthoscope.

En référence à la figure 15, une cloison 90 sépare le boîtier 100 en une partie supérieure 100a de traitement de signal, comportant le circuit transpondeur 37, le système de diodes 39 et l'interrupteur 38, et une partie inférieure 100 b d'acquisition de signal, dans laquelle le microphone 40, le haut-parleur 34, le cornet 1, le circuit d'alimentation 24 et la sonde 8 assurent les mêmes fonctions que précédemment.

Le boîtier 100 loge partiellement la sonde 8 et une bague d'étanchéité 75 est positionnée dans la découpe du boîtier 100, autour de la sonde 8, afin d'enchâsser et isoler mécaniquement la sonde. En effet, la bague permet la fixation de la sonde au boîtier sans perturber les vibrations normales des éléments piézo-électriques de la sonde. On obtient ainsi un signal Doppler de réception optimal.

En variante de cet exemple, la partie inférieure 100b du boîtier peut être avantageusement cintrée dans sa partie centrale pour favoriser une prise en main du boîtier de type stéthoscopique.

L'exemple de la figure 16 illustre une solution encore plus proche du stéthoscope traditionnel. Dans cette variante, le boîtier 100 ne loge plus la sonde 8 et se réduit à la partie supérieure 100a de traitement de signal (figure 15). La sonde 8 est fixée le long du cornet 1 par des moyens adaptés, connus de l'homme de l'art. Le système à diodes est réduit à une seule diode 39a, apte à prendre successivement les trois couleurs précédemment décrites. Cette diode peut également remplacer le système à trois diodes décrit ci-dessus dans les exemples de réalisation précédents.

L'invention n'est pas limitée aux exemples de réalisation décrits et représentés. Il est par exemple possible de prévoir, dans le deuxième mode de réalisation, le microprocesseur et le module de visualisation tels qu'agencés dans le premier mode de réalisation, ou de prévoir le module de visualisation à diodes dans tout exemple décrit ci-dessus.

Une deuxième sonde peut également être logée dans le boîtier. Chacune des deux sondes est alors dédiée à une zone particulière du corps, par exemple partie supérieure (membres supérieurs ou cou) et partie inférieure (membres inférieurs) du patient. Les signaux respectifs des sondes sont réglés sur une fréquence dédiée, par exemple 4 et 8 MHz. Les sondes peuvent également être prévues, dont les extrémités sont par exemple inscrites dans une couronne périphérique, intérieure ou extérieure au cornet acoustique. Il est alors possible de prévoir une enveloppe annulaire pour former une sonde annulaire unique à émetteurs et récepteurs piézoélectriques multiples.

De plus, une sortie casque peut également être prévue afin de brancher un câble de casque à la place ou en plus du conduit de liaison stéthoscopique, dans tout exemple. Un système d'enregistrement et de visualisation du signal vidéo Doppler ou stéthoscopique peut être prévu dans tout mode de réalisation, par liaison sans fil, par exemple hertzienne ou infrarouge, entre le circuit de traitement électronique et un module de visualisation ou d'impression.

Le piston de commande du produit semi-solide peut être accessible à partir du boîtier, l'interrupteur de mise en tension de la sonde étant également disposé en tout emplacement approprié situé sur le boîtier.

Par ailleurs, il est possible de transmettre les trois types d'information de diagnostic par synthèse vocale à la place d'une visualisation

par diodes. La voix synthétique est obtenue à l'aide d'un synthétiseur couplé au microprocesseur et transmise par le conduit de liaison aux oreillettes d'écoute stéthoscopique.

- Il est également possible de prévoir un système de contrôle
- 5 (oscillométrique ou autre) de la charge de la pile, couplé à des moyens d'alerte indiquant la nécessité de recharger ou de remplacer la batterie ou la pile lorsque le niveau de charge est inférieur à un certain seuil. Un tel système peut comprendre des moyens d'interruption du système de visualisation ou des moyens d'interprétation, afin de ne pas fournir de
- 10 résultats erronés lorsque le niveau de charge atteint ledit seuil.

REVENDICATIONS

1. Appareil de dépistage et de diagnostic médical par double
détection des signaux stéthoscopique et Doppler, comportant un conduit de
liaison (3, 33) de transmission sonore connecté, sur une extrémité, à un
5 boîtier (100) formant au moins partiellement un cornet acoustique (1,1') muni
d'une membrane (2) et, sur l'autre extrémité, à au moins une oreillette
d'écoute (4) d'un signal stéthoscopique provenant du cornet, caractérisé en
ce que le boîtier (100) est couplé à au moins une sonde ultrasonore (8),
10 agencée de manière à permettre la convergence en réception des signaux
ultrasonores et stéthoscopiques et reliée à un circuit de traitement
transducteur (37) pouvant fournir, à partir d'un signal Doppler, un signal audio
par couplage du circuit de traitement (37) à un haut-parleur (34) en contact
avec le cornet (1, 1') pour une écoute de type stéthoscopique, et un signal
vidéo par couplage du circuit de traitement (37) à des moyens de visualisation
15 (31, 32, 39) pour fournir une information visuelle.

2. Appareil de dépistage et de diagnostic médical selon la
revendication précédente, dans lequel il est prévu des moyens de délivrance
(60, 6a) et de formation (6b) d'un film de produit semi-solide (61) sur la peau
du patient, en particulier un gel, pour réaliser un contact intime peau / boîtier
20 et canaliser la propagation des ondes.

3. Appareil de dépistage et de diagnostic médical selon la
revendication 1 ou 2, dans lequel il est prévu un haut-parleur (34) disposé
sensiblement contre le cornet acoustique (1, 1') pour que le signal audio soit
amplifié par le cornet et rende l'écoute stéthoscopique perceptible au niveau
25 de l'oreillette (4) via le conduit de liaison (3, 33), de la même façon que dans
un stéthoscope.

4. Appareil de dépistage et de diagnostic médical selon l'une
quelconque des revendications 1 à 3, dans lequel il est prévu un microphone
(40) couplé au cornet (1,1') afin de recueillir le signal stéthoscopique sonore
30 et le transmettre, sous forme de signal électrique, au circuit de traitement (37)
et produire un signal vidéo.

5. Appareil de dépistage et de diagnostic médical selon l'une quelconque des revendications précédentes, dans lequel les moyens de visualisation se présentent sous la forme d'un écran à cristaux liquides (32), permettant la visualisation graphique d'un signal stéthoscopique et Doppler, ou sous la forme d'un module à diodes électroluminescentes (39).

6. Appareil de dépistage et de diagnostic médical selon l'une quelconque des revendications précédentes, caractérisé en ce qu'il comprend un microprocesseur commandé par un algorithme d'interprétation et couplé au circuit de traitement (37) pour permettre une analyse et une combinaison des mesures stéthoscopique et/ou Doppler, délivrées par le circuit de traitement (37) ou bien saisies à partir d'écoutes stéthoscopiques, et pour pouvoir fournir un diagnostic stéthoscopique, Doppler, et/ou croisé.

7. Appareil de dépistage et de diagnostic médical selon l'une quelconque des revendications précédentes, caractérisé en ce qu'il comprend un module d'affichage à trois diodes électroluminescentes (39) monté sur le processeur (30), qui visualise l'interprétation et fournit un diagnostic basé sur la mesure du signal Doppler ou un diagnostic croisé basé sur l'algorithme d'interprétation en privilégiant le diagnostic Doppler lorsque les interprétations sont divergentes, chaque diode du module (39) émettant dans une couleur spécifique correspondant, respectivement, à un diagnostic positif, un diagnostic négatif ou un résultat ininterprétable dans le cas où au moins la mesure Doppler est ininterprétable.

8. Appareil de diagnostic médical selon la revendication précédente, caractérisé en ce que, à la place de visualiser un résultat ininterprétable lorsqu'au moins la mesure Doppler l'est, le diagnostic est dans ce cas basé sur la mesure du signal stéthoscopique, chaque diode du module (39) émettant dans la couleur spécifique correspondant, respectivement, à un diagnostic positif, un diagnostic négatif, ou un résultat ininterprétable, au cas où le signal stéthoscopique est ininterprétable, ou de dysfonctionnement de l'appareil, le diagnostic est alors basé sur le signal stéthoscopique sonore.

9. Appareil de dépistage et de diagnostic médical selon l'une quelconque des revendications précédentes, dans lequel un système d'enregistrement et de visualisation du signal vidéo Doppler ou stéthoscopique est prévu par liaison sans fil entre le circuit de traitement électronique (37) et un module de visualisation ou d'impression (50).

10. Appareil de dépistage et de diagnostic médical selon l'une quelconque des revendications précédentes, dans lequel des sorties périphériques (101, 42) sont prévues afin de permettre une liaison à un micro-ordinateur et en option à un casque auditif.

11. Appareil de dépistage et de diagnostic médical selon l'une quelconque des revendications précédentes, dans lequel, pour réaliser simplement la mise en service de la sonde notamment à l'aide d'un doigt (35), il est prévu un circuit électrique (29) de mise sous tension de la sonde ultrasonore (8), commandé par un actionneur (18, 28, 38) pouvant être monté sur le conduit de liaison (3, 33) ou sur le boîtier (100).

12. Appareil de dépistage et de diagnostic médical selon la revendication précédente, dans lequel l'actionneur est un interrupteur multifonctionnel qui sert également de commande sélective aux moyens de délivrance de diagnostics (29) stéthoscopique, Doppler ou croisé par les moyens de visualisation (31, 32, 39), aux moyens de déclenchement du diagnostic (30) à partir de mesures délivrées par le circuit de traitement (37) ou saisies à partir d'écoutes, ainsi qu'au système d'enregistrement et de visualisation à distance (50), la multifonction étant réalisée par des paliers différents, identifiés par une table de décision ou une logique de programmation des connexions des circuits en fonction du nombre de sollicitations de l'actionneur (18, 28, 38).

13. Appareil de dépistage et de diagnostic médical selon l'une quelconque des revendications précédentes, dans lequel une alimentation par pile ou par batterie rechargeable (23) est également prévue.

14. Appareil de dépistage et de diagnostic médical selon l'une quelconque des revendications précédentes, dans lequel le boîtier (100)

forme le cornet acoustique (1) logeant la sonde ultrasonore (8), en particulier de manière centrée, et en ce que des moyens de contact (7) sont prévus pour s'interposer temporairement entre la sonde ultrasonore (8) et la membrane (2) du cornet acoustique (1), pour transmettre un signal Doppler au circuit de traitement (37) couplé au haut-parleur (34) qui émet le signal audio amplifié dans le cornet acoustique (1).

15 15. Appareil de dépistage et de diagnostic médical selon la revendication précédente, dans lequel les moyens d'interposition comportent un ballonnet (7) gonflable coiffant l'extrémité distale de la sonde (8) et un dispositif de gonflage (10) du ballonnet (7) par du liquide.

16. Appareil de dépistage et de diagnostic médical selon la revendication précédente, dans lequel le dispositif de gonflage comprend une tubulure (6) mettant le ballonnet (7) en communication avec une source de liquide, et des moyens (10) destinés à refouler du liquide de la source dans la tubulure (6).

17. Appareil de dépistage et de diagnostic médical selon l'une quelconque des revendications 14 à 16, dans lequel les moyens d'interposition (7) entre la sonde (8) et la membrane (2) sont commandés de l'extérieur du cornet (1) par le bouton actionneur (18).

20 18. Appareil de dépistage et de diagnostic médical selon l'une quelconque des revendications 14 à 17, dans lequel des moyens commandés de l'extérieur du cornet (1) et destinés à faire basculer la sonde (8) sont prévus en liaison avec le bouton actionneur (18).

25 19. Appareil de dépistage et de diagnostic médical selon l'une quelconque des revendications 14 à 18, dans lequel les moyens destinés à faire basculer la sonde (8) comportent au moins un câble (21), dont une extrémité est fixée à l'extrémité de la sonde (8), et des moyens (12) destinés à tirer l'autre extrémité du câble (21) et faire basculer l'extrémité de la sonde pour l'orienter vers la réponse sonore la plus perceptible à l'oreille.

30 20. Appareil de dépistage et de diagnostic médical selon l'une quelconque des revendications 14 à 19, dans lequel il est prévu un circuit de

mise sous tension (29) de la sonde ultrasonore (8) commandé par le bouton actionneur (18).

21. Appareil de dépistage et de diagnostic selon l'une des revendications précédentes, dans lequel il est prévu un circuit (30) d'enregistrement du signal Doppler commandé par le bouton actionneur (18).

22. Appareil de dépistage et de diagnostic selon l'une quelconque des revendications 14 à 21, dans lequel les boutons actionneurs forment un seul et même bouton, et il est prévu des moyens (11) destinés à maintenir le refoulement du liquide quand le bouton actionneur est relâché, les moyens de maintien comprenant un piston (10) en un matériau magnétique de refoulement du liquide, et une bobine (11) électromagnétique appliquant une force magnétique de maintien au piston (10).

23. Appareil de dépistage et de diagnostic médical selon l'une quelconque des revendications 1 à 13, dans lequel la sonde (8) est logée dans le boîtier (100) et hors du cornet (1'), le boîtier formant une tourelle sensiblement cylindrique.

24. Appareil de dépistage et de diagnostic médical selon l'une quelconque des revendications 1 à 13, dans lequel la sonde (8) est logée partiellement dans le boîtier (100) et partiellement hors du boîtier, la sonde traversant le boîtier (100) par une bague d'étanchéité (75) qui isole mécaniquement la sonde (8).

25. Appareil de dépistage et de diagnostic médical selon la revendication précédente, dans lequel le boîtier présente une partie inférieure (100b) cintrée dans sa partie centrale.

26. Appareil de dépistage et de diagnostic médical selon l'une quelconque des revendications 1 à 13, dans lequel la sonde (8) est hors du boîtier (100) qui se réduit à une partie supérieure (100a) de traitement de signal, la sonde (8) étant fixée le long du cornet (1).

27. Appareil de dépistage et de diagnostic médical selon la revendication 23, dans lequel la sonde (8) est inclinée vers l'axe central (X'X) du cornet d'un angle fixe choisi entre 30 et 70 degrés par rapport au plan de

la membrane (2), de préférence entre 40 et 55 degrés, afin d'optimiser l'examen en faisant converger la réception des signaux ultrasonores et celle des signaux stéthoscopiques.

28. Appareil de dépistage et de diagnostic médical selon la revendication 23, dans lequel le boîtier (100) présente une forme de tourelle, sensiblement cylindrique et de section ovoïde, la tourelle est limitée par une face supérieure (Fs), au centre de laquelle émerge le conduit de liaison (3, 33), et par une face inférieure ouverte (Fi), où viennent se placer la membrane (2) du cornet (1') et l'extrémité (8a) de la sonde.

29. Appareil de dépistage et de diagnostic médical selon l'une quelconque des revendications 23 à 28, dans lequel la sonde est prolongée et il est prévu des moyens de délivrance (60, 6a, 6b) du produit semi-solide (61) forment une couche de liaison entre l'extrémité (8a) du prolongement (8b) de la sonde (8) et la peau du patient.

30. Appareil de dépistage et de diagnostic médical selon la revendication précédente, caractérisé en ce qu'il comprend un piston (36) qui commande le produit semi-solide et est accessible du boîtier (100), en particulier de la face supérieure (Fs), l'interrupteur (38) de mise en tension de la sonde 8 étant également disposé sur le boîtier.

31. Appareil de dépistage et de diagnostic médical selon la revendication précédente, caractérisé en ce qu'il comprend un réservoir (60) disposé dans le boîtier (100), le gel étant délivré à travers un tube souple (6a) par une buse d'éjection (6b) située en contact avec la face inférieure (Fi) de la tourelle (100) et la poussée du piston (36) permettant de doser la quantité adéquate de gel délivrée par la buse (6b).

32. Appareil de dépistage et de diagnostic médical selon l'une quelconque des revendications 23 à 31, dans lequel la sonde (8) est reliée à un haut-parleur (34), monté sur une face externe du cornet (1') via le circuit transducteur (37), le signal Doppler est converti par le circuit transducteur (37) pour fournir un signal audio par le haut-parleur (34), le son étant amplifié dans

le cornet, propagé dans le conduit de liaison (3, 33) puis écouté au niveau des oreillettes (4).

33. Appareil de dépistage et de diagnostic médical selon la revendication précédente, dans lequel le logiciel d'interprétation qui commande le microprocesseur d'un micro-ordinateur à brancher sur une
5 sortie (101) prévue sur le boîtier (100), comprend des moyens de saisie et de mémoire pour les résultats des écoutes stéthoscopique et/ou Doppler.

34. Appareil de dépistage et de diagnostic médical selon la revendication précédente, dans lequel, le micro-ordinateur est équipé d'un
10 écran qui visualise le graphe du signal Doppler après que le signal Doppler a été converti par le circuit (37) et également transmis au micro-ordinateur et mémorisé sous forme de signal vidéo à travers la sortie (101).

35. Appareil de dépistage et de diagnostic médical selon la revendication 33 ou 34, dans lequel le logiciel fournit un diagnostic à partir
15 des évaluations saisies et mémorisées, à l'aide du module d'affichage à au moins une diode électroluminescente (39, 39a), monté sur le boîtier (100) couplé au circuit transducteur (37) pour visualiser l'interprétation.

36. Appareil de dépistage et de diagnostic médical selon l'une quelconque des revendications 23 à 35, dans lequel le circuit de transduction
20 (37) convertit en signaux vidéo le signal stéthoscopique sonore reçu par le microphone selon la revendication 4 et le signal Doppler reçu par la sonde (8).

37. Appareil de dépistage et de diagnostic médical selon la revendication précédente, dans lequel les signaux vidéo sont transmis au
25 micro-ordinateur par la sortie (101) et/ou vers un module de visualisation et d'impression (50), situé à distance.

38. Appareil de dépistage et de diagnostic selon la revendication 36 ou 37, dans lequel une antenne (41) est prévue pour émettre les signaux vidéo captés par le récepteur (51) du module de visualisation (50),
30 puis traité dans un démodulateur (52) et dans un adaptateur de visualisation (53).

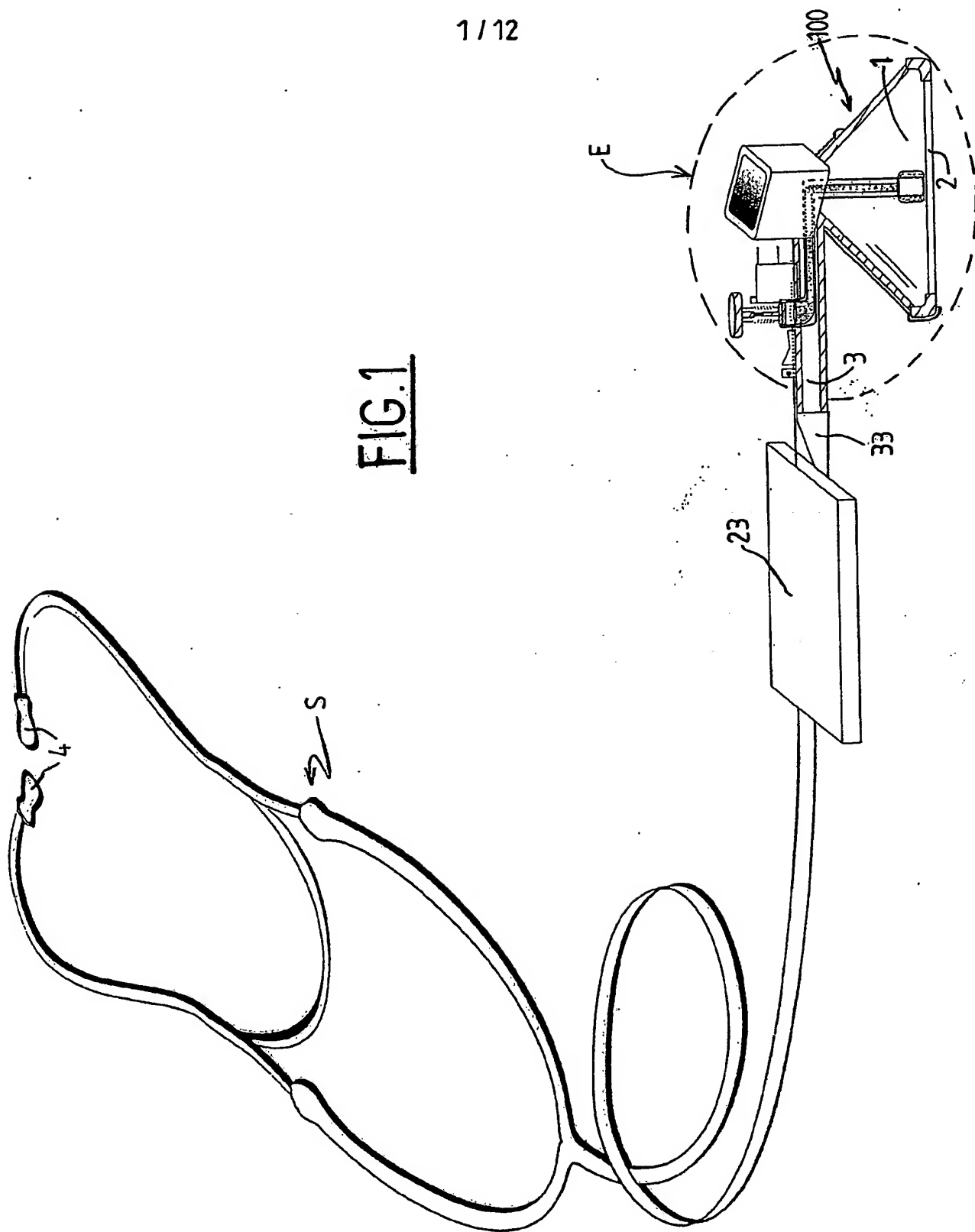
39. Appareil de dépistage et de diagnostic médical selon l'une quelconque des revendications 36 à 38, dans lequel une sortie casque (42) est également prévue afin de permettre une écoute stéthoscopique à partir du son capté par le microphone ou à partir du signal Doppler converti en signal audio par le circuit (37).

40. Appareil de dépistage et de diagnostic médical selon l'une quelconque des revendications 36 à 39, dans lequel les signaux vidéo, et éventuellement audio après saisie, sont transmis au microprocesseur (100) pour une évaluation et visualisés par l'écran du microprocesseur.

41. Appareil de dépistage et de diagnostic médical selon l'une quelconque des revendications 36 à 40, dans lequel le module d'affichage à diodes électroluminescentes (39, 39a) visualise une interprétation directe ou croisée à partir des signaux vidéo Doppler et stéthoscopique selon la revendication 7 ou 8.

1 / 12

FIG.1



2 / 12

FIG. 2

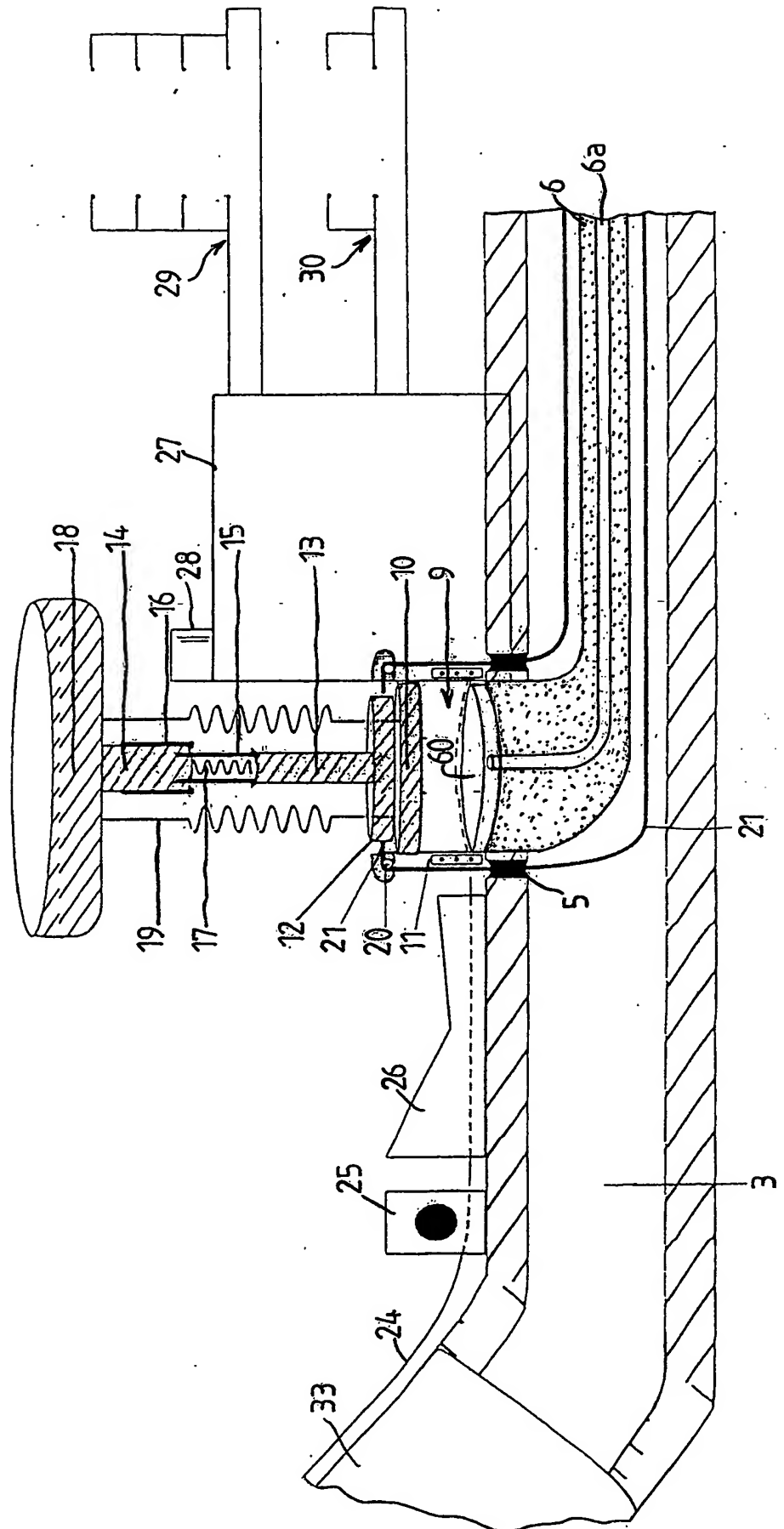
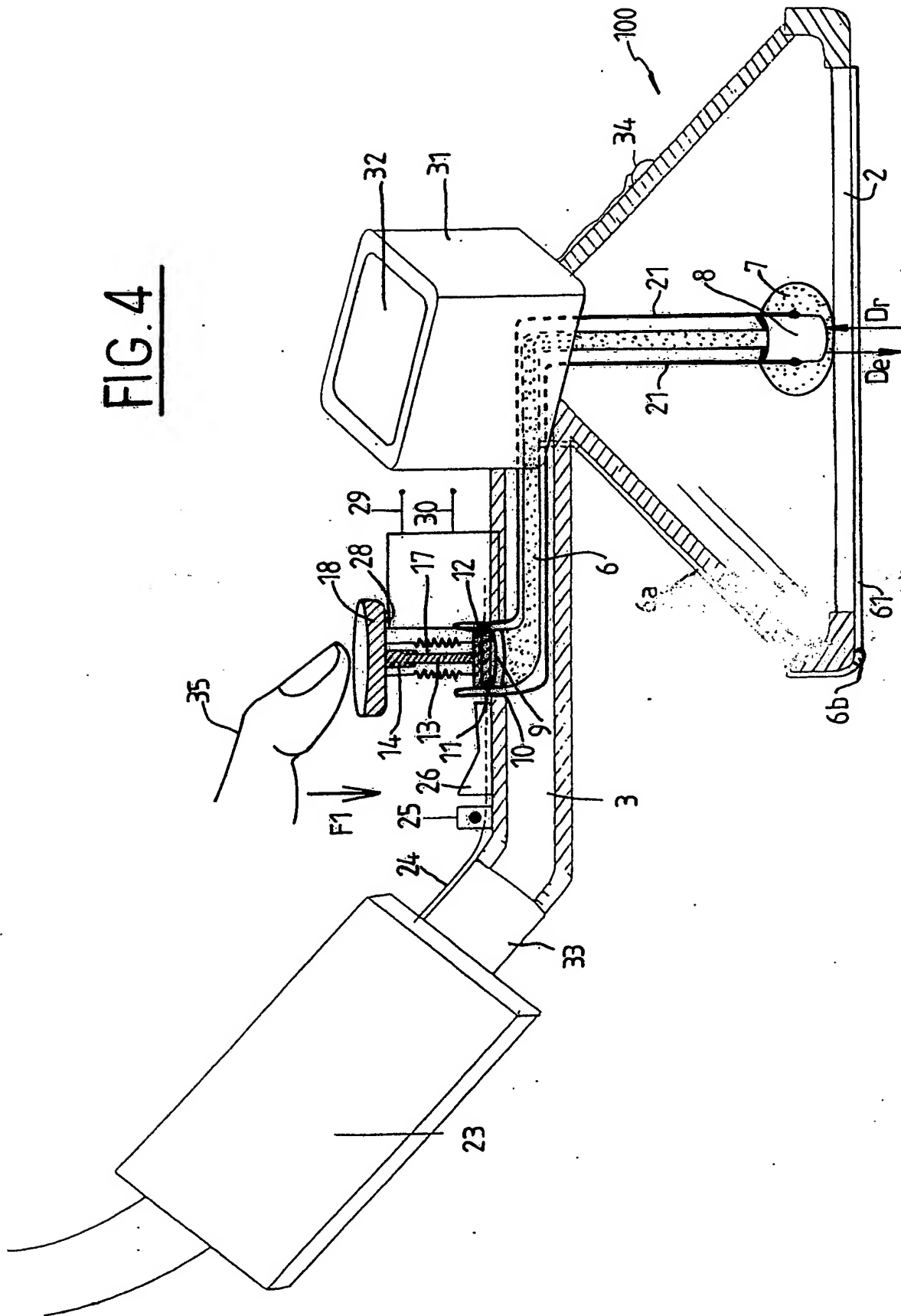


FIG. 4

7/12

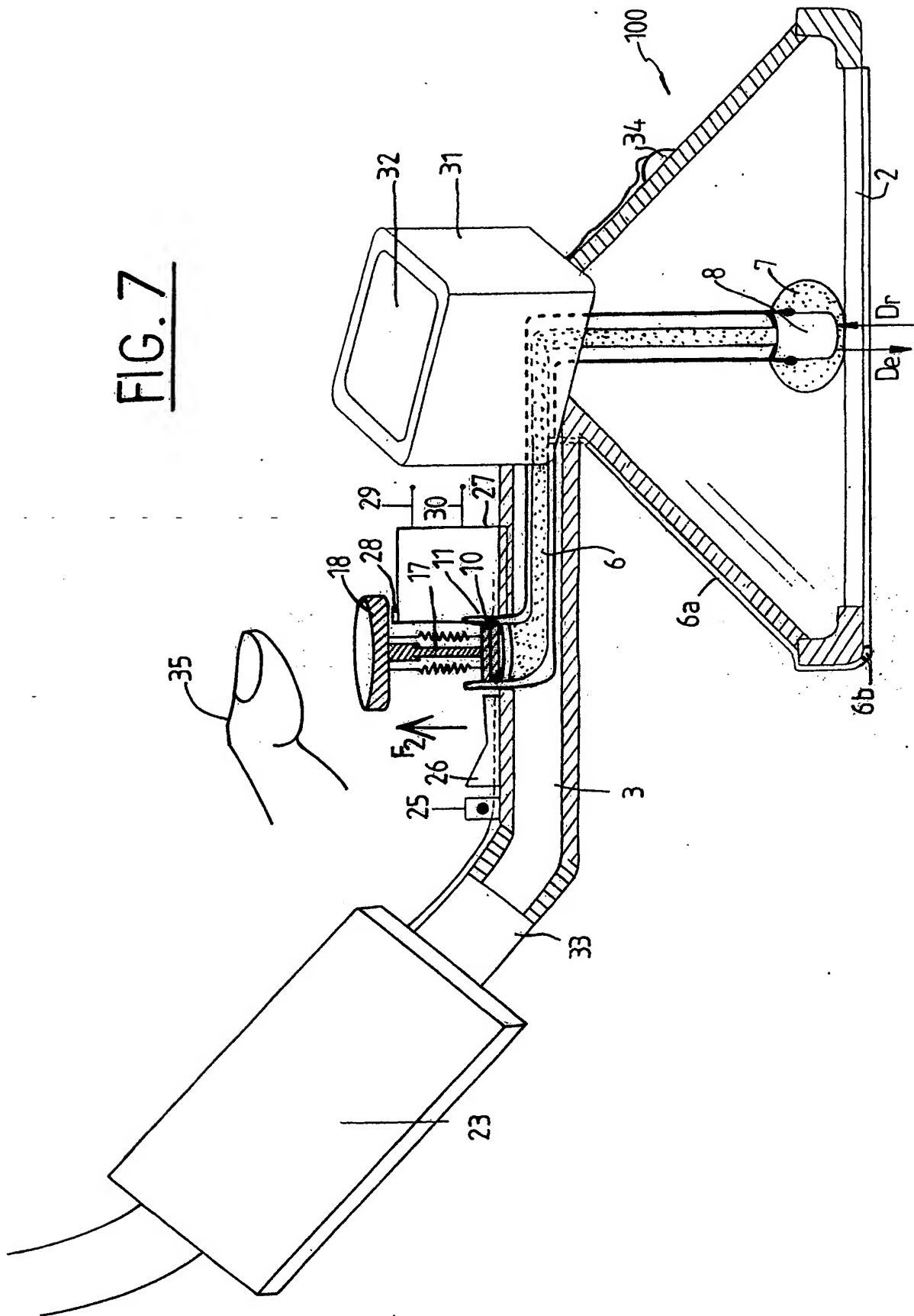
FIG. 7

FIG. 8

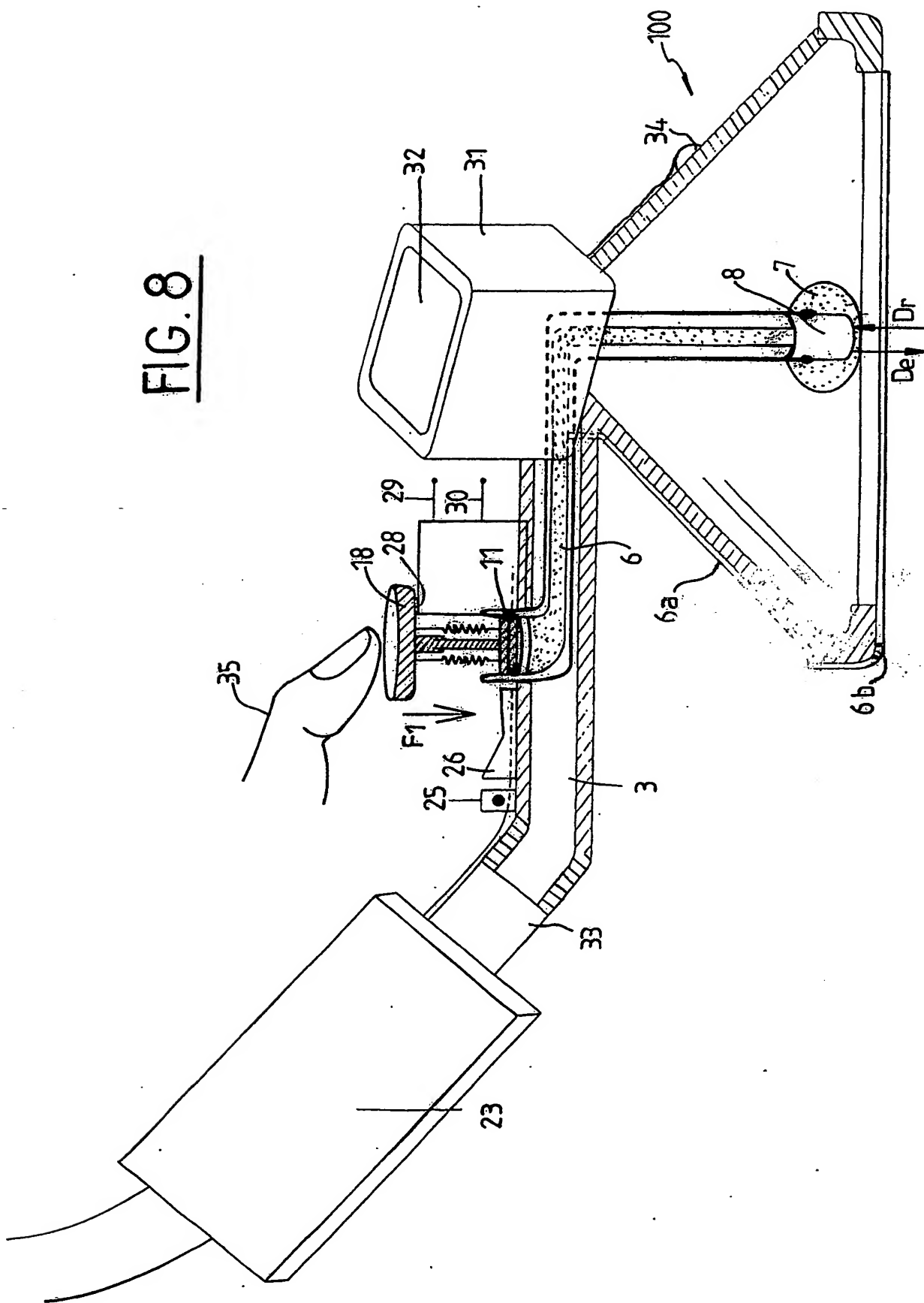
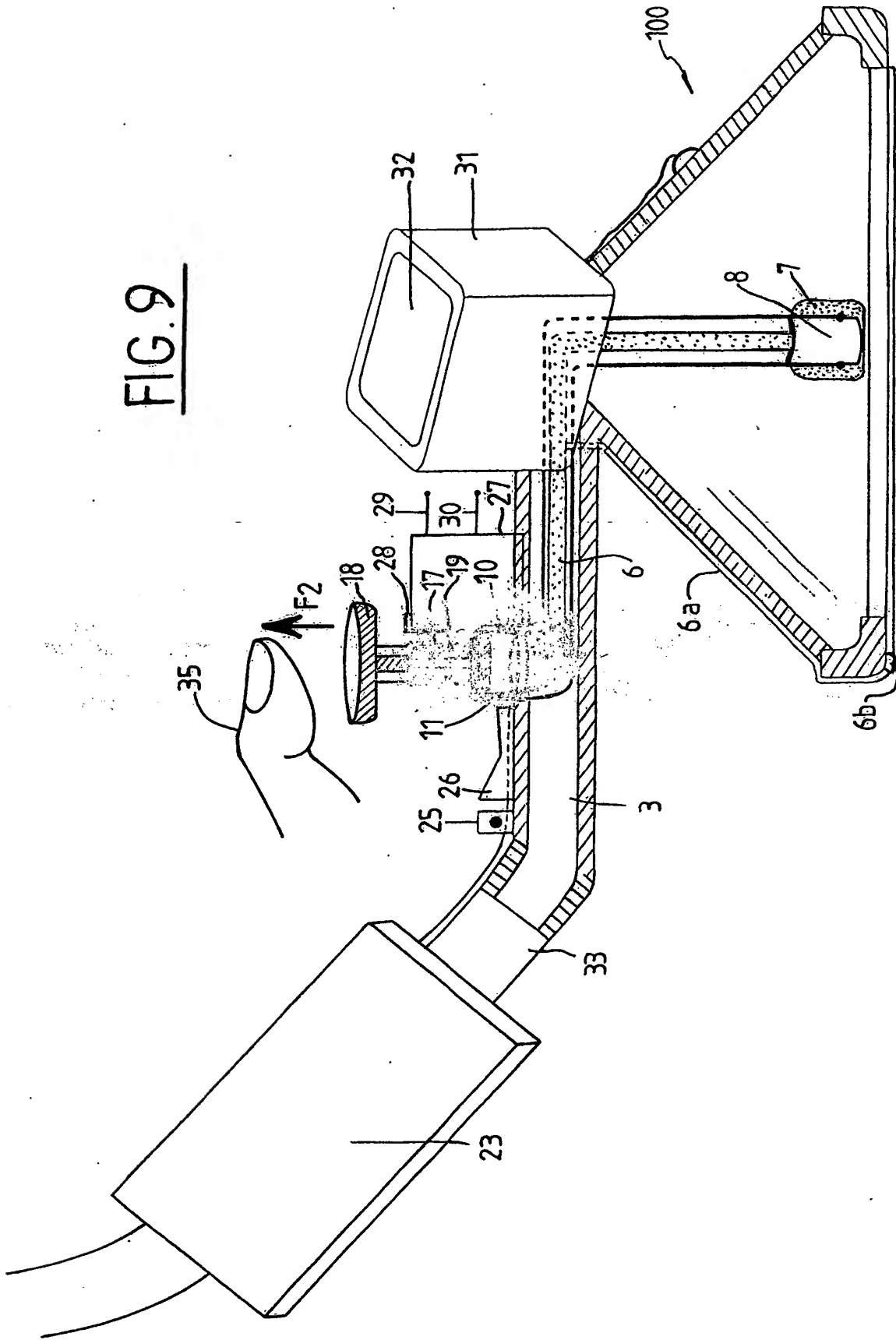
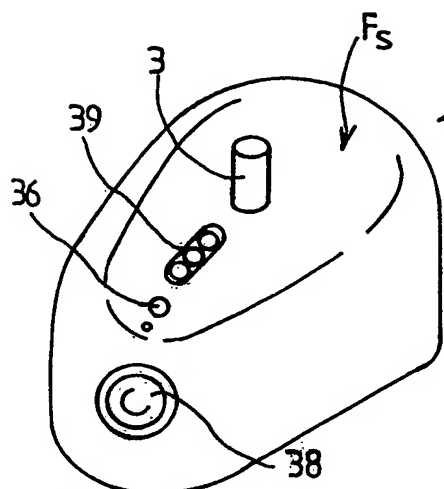
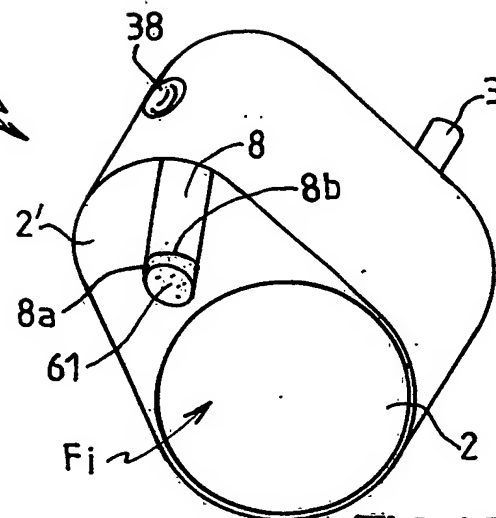
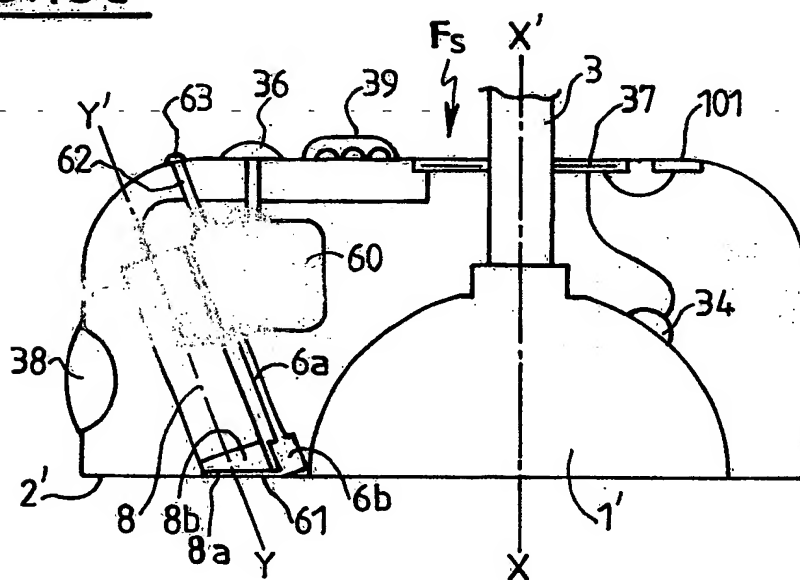
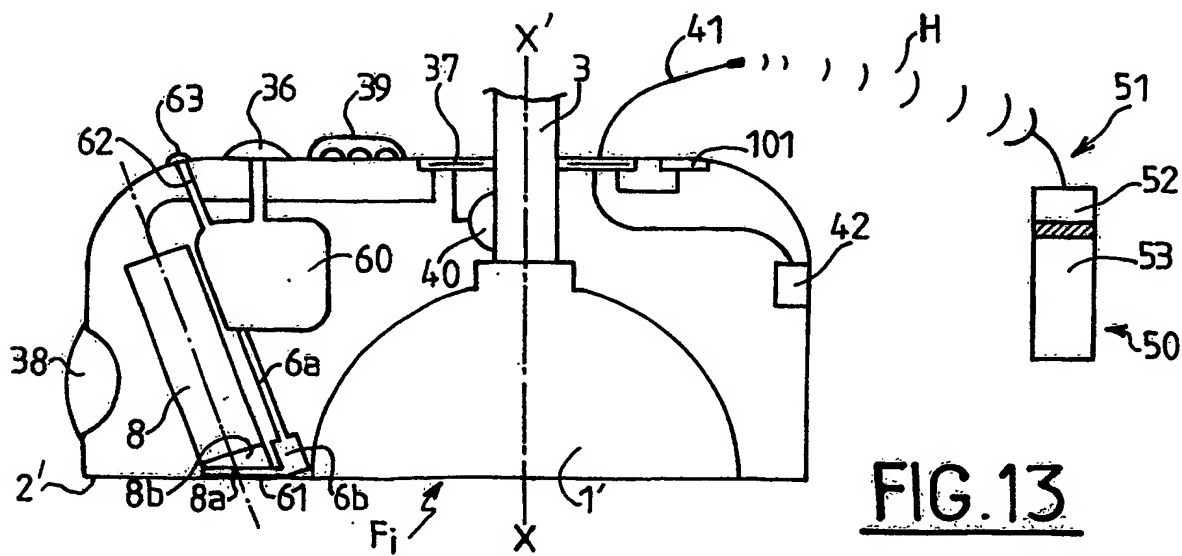


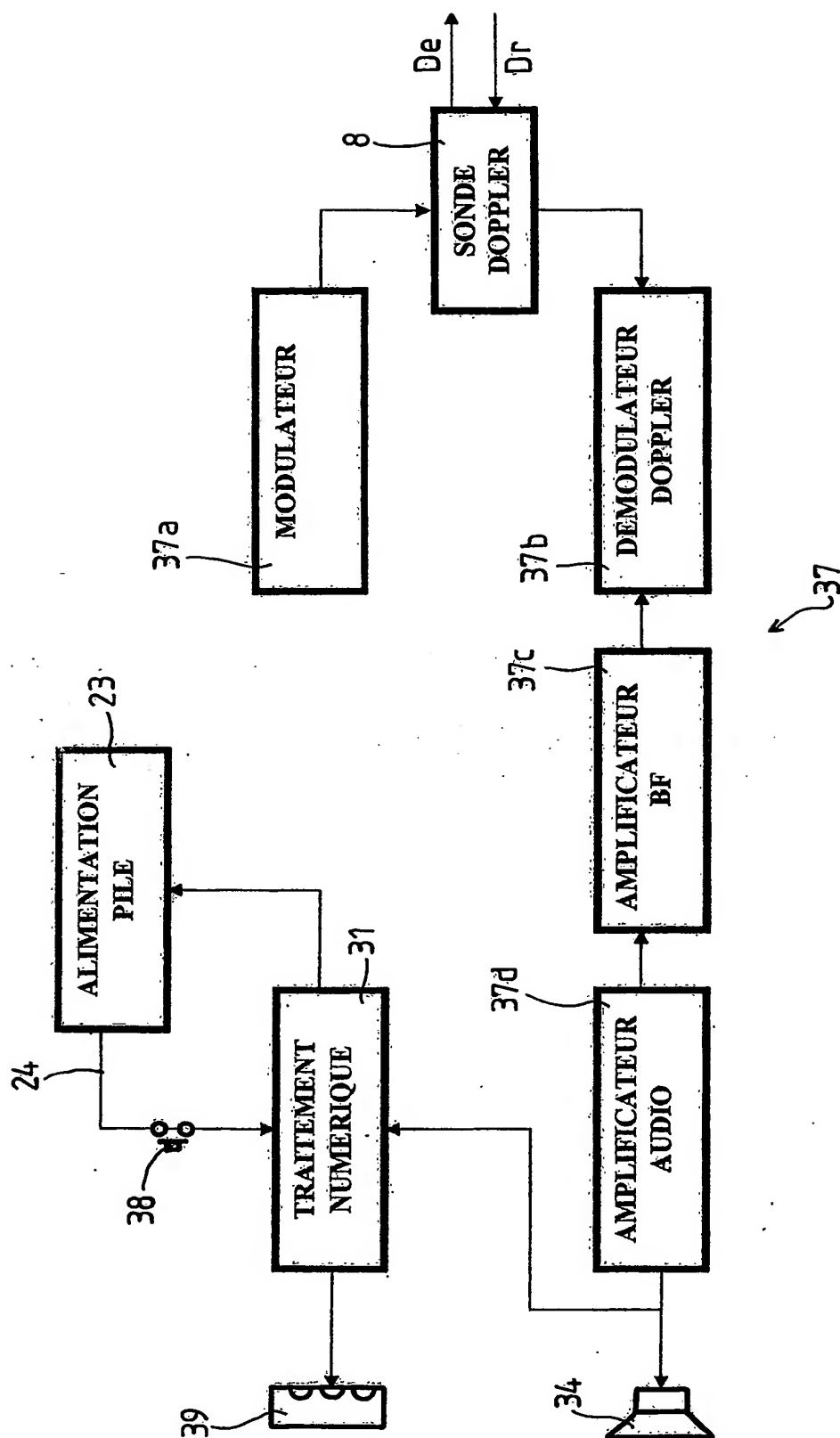
FIG. 9



10 / 12

FIG. 10aFIG. 10bFIG. 11FIG. 13

11/ 12

FIG. 12

12/12

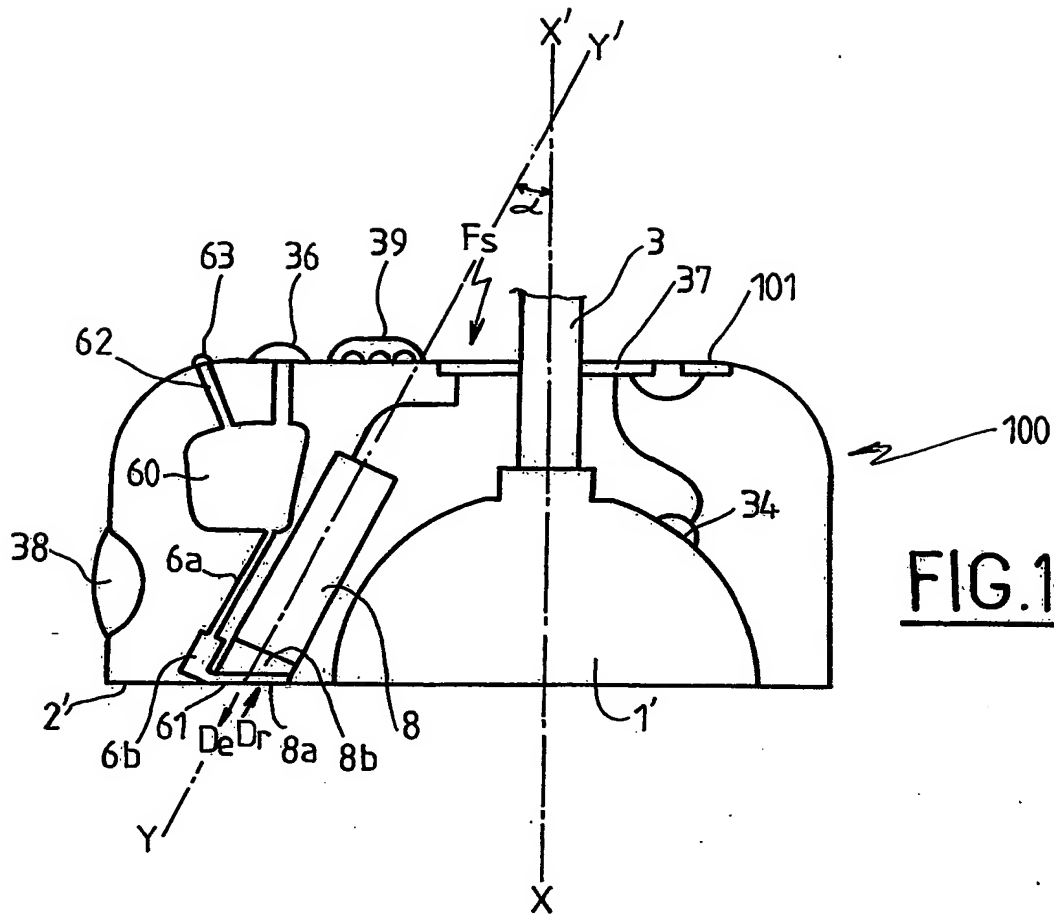


FIG. 14

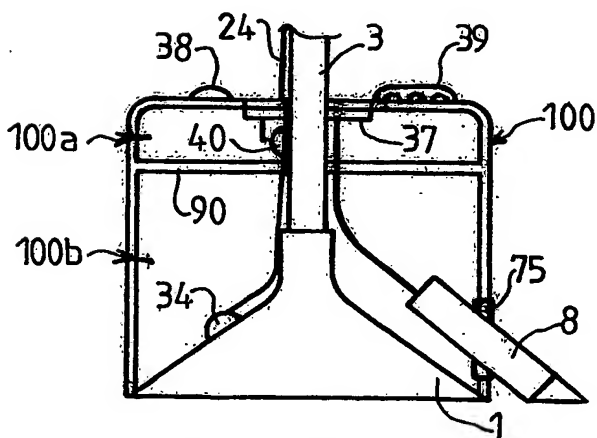


FIG. 15

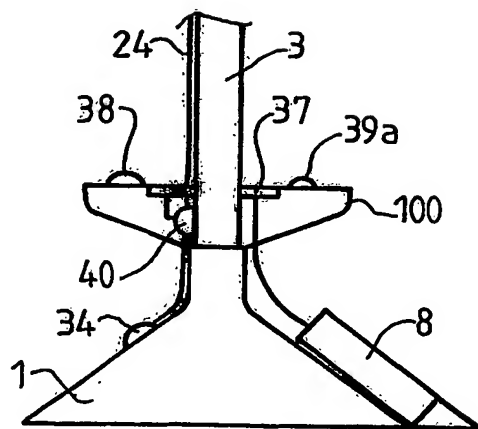


FIG. 16

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Int'l Application No
PCT/FR 03/00972

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
IPC 7 A61B7/02 A61B8/06

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)
IPC 7 A61B

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used)

EPO-Internal, WPI Data, PAJ

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US 5 964 709 A (BROADSTONE STEVEN R ET AL) 12 October 1999 (1999-10-12) column 33, line 47 -column 34, line 13; figure 38	1
A	US 5 960 089 A (NEWMAN DENNIS RAY ET AL) 28 September 1999 (1999-09-28) column 5, line 14 - line 29 column 6, line 39 - line 48; figure 4	1

☐ Further documents are listed in the continuation of box C.

☒ Patent family members are listed in annex.

* Special categories of cited documents :

- *A* document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance
- *E* earlier document but published on or after the international filing date
- *L* document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)
- *O* document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means
- *P* document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

- *T* later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
- *X* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
- *Y* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art.
- *Z* document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

9 July 2003

Date of mailing of the international search report

16/07/2003

Name and mailing address of the ISA

European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2
NL - 2280 HV Rijswijk
Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl,
Fax (+31-70) 340-3016

Authorized officer

Clevorn, J

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No

PCT/FR 03/00972

Patent document cited in search report		Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 5964709	A	12-10-1999	US 5690114 A	25-11-1997
			US 5590658 A	07-01-1997
			AU 700274 B2	24-12-1998
			AU 6344696 A	30-01-1997
			CA 2225622 A1	16-01-1997
			EP 0835458 A2	15-04-1998
			JP 11508461 T	27-07-1999
			TW 381226 B	01-02-2000
			WO 9701768 A2	16-01-1997
			US 2003028113 A1	06-02-2003
			US 6106472 A	22-08-2000
			US 6248073 B1	19-06-2001
			US 6379304 B1	30-04-2002
			US 5904652 A	18-05-1999
			US 5957846 A	28-09-1999
			ZA 9605568 A	29-01-1997
<hr/>				
US 5960089	A	28-09-1999	AU 5248898 A	29-05-1998
			WO 9819600 A1	14-05-1998

RAPPORT DE RECHERCHE INTERNATIONALE

Dem Internationale No
PCT/FR 03/00972

A. CLASSEMENT DE L'OBJET DE LA DEMANDE
CIB 7 A61B7/02 A61B8/06

Selon la classification internationale des brevets (CIB) ou à la fois selon la classification nationale et la CIB

B. DOMAINES SUR LESQUELS LA RECHERCHE A PORTE

Documentation minimale consultée (système de classification suivi des symboles de classement)

CIB 7 A61B

Documentation consultée autre que la documentation minimale dans la mesure où ces documents relèvent des domaines sur lesquels a porté la recherche

Base de données électronique consultée au cours de la recherche internationale (nom de la base de données, et si réalisable, termes de recherche utilisés)

EPO-Internal, WPI Data, PAJ

C. DOCUMENTS CONSIDERES COMME PERTINENTS

Catégorie *	Identification des documents cités, avec, le cas échéant, l'indication des passages pertinents	no. des revendications visées
A	US 5 964 709 A (BROADSTONE STEVEN R ET AL) 12 octobre 1999 (1999-10-12) colonne 33, ligne 47 - colonne 34, ligne 13; figure 38 US 5 960 089 A (NEWMAN DENNIS RAY ET AL) 28 septembre 1999 (1999-09-28) colonne 5, ligne 14 - ligne 29 colonne 6, ligne 39 - ligne 48; figure 4	1 1

☐ Voir la suite du cadre C pour la fin de la liste des documents

☒ Les documents de familles de brevets sont indiqués en annexe

* Catégories spéciales de documents cités:

- "A" document définissant l'état général de la technique, non considéré comme particulièrement pertinent
- "E" document antérieur, mais publié à la date de dépôt international ou après cette date
- "I" document pouvant jeter un doute sur une revendication de priorité ou cité pour déterminer la date de publication d'une autre citation ou pour une raison spéciale (telle qu'indiquée)
- "O" document se référant à une divulgation orale, à un usage, à une exposition ou tous autres moyens
- "P" document publié avant la date de dépôt international, mais postérieurement à la date de priorité revendiquée

- "T" document ultérieur publié après la date de dépôt international ou la date de priorité et n'appartenant pas à l'état de la technique pertinent, mais cité pour comprendre le principe ou la théorie constituant la base de l'invention
- "X" document particulièrement pertinent; l'invention revendiquée ne peut être considérée comme nouvelle ou comme impliquant une activité inventive par rapport au document considéré isolément
- "Y" document particulièrement pertinent; l'invention revendiquée ne peut être considérée comme impliquant une activité inventive lorsque le document est associé à un ou plusieurs autres documents de même nature, cette combinaison étant évidente pour une personne du métier
- "&" document qui fait partie de la même famille de brevets

Date à laquelle la recherche internationale a été effectivement achevée

9 juillet 2003

Date d'expédition du présent rapport de recherche internationale

16/07/2003

Nom et adresse postale de l'administration chargée de la recherche internationale
Office Européen des Brevets, P.B. 5818 Patentlaan 2
NL - 2280 HV Rijswijk
Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl,
Fax (+31-70) 340-3016

Fonctionnaire autorisé

Clevorn, J

RAPPORT DE RECHERCHE INTERNATIONALE

De Internationale No
PCT/FR 03/00972

Document brevet cité au rapport de recherche		Date de publication	Membre(s) de la famille de brevet(s)	Date de publication
US 5964709	A	12-10-1999	US 5690114 A	25-11-1997
			US 5590658 A	07-01-1997
			AU 700274 B2	24-12-1998
			AU 6344696 A	30-01-1997
			CA 2225622 A1	16-01-1997
			EP 0835458 A2	15-04-1998
			JP 11508461 T	27-07-1999
			TW 381226 B	01-02-2000
			WO 9701768 A2	16-01-1997
			US 2003028113 A1	06-02-2003
			US 6106472 A	22-08-2000
			US 6248073 B1	19-06-2001
			US 6379304 B1	30-04-2002
			US 5904652 A	18-05-1999
			US 5957846 A	28-09-1999
			ZA 9605568 A	29-01-1997
US 5960089	A	28-09-1999	AU 5248898 A	29-05-1998
			WO 9819600 A1	14-05-1998

**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning
Operations and is not part of the Official Record**

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- ☐ BLACK BORDERS
- ☐ IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- ☒ FADED TEXT OR DRAWING
- ☒ BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING
- ☐ SKEWED/SLANTED IMAGES
- ☐ COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS
- ☐ GRAY SCALE DOCUMENTS
- ☐ LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT
- ☐ REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY
- ☐ OTHER: _____

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.